

УДК 615.47:616-072.7

С.В. ПАВЛОВ^a, П.Ф. КОЛІСНИК^b, С.С. КУЛЕНКО^a, В.О. ДЕНІСЮК^c, О.В. НАВРОЦЬКА^a

ОПТИКО ЕЛЕКТРОННІ ТЕХНОЛОГІЇ ДЛЯ ПУЛЬСОДІАГНОСТИКИ

^a*Вінницький національний технічний університет**Хмельницьке шосе 95, м. Вінниця, Україна**Тел. (432) 580125, факс (432) 465772**E-mail: psv@vstu.vinnica.ua*^b*Вінницький національний медичний університет**вул.Пирогово, 57, м. Вінниця, Україна*^c*Вінницький державний аграрний університет**вул.Сонячна,3, с.Агрономічне, Вінницький район, Україна*

Анотація. В статті розглянуто ефективність використання фотоплетизмографічного методу для контролю периферичного кровообігу, розглянуто методологію методу пульсодіагностики та наведено результати експериментальних досліджень на базі розробленого оптико-електронного комплексу пульсодіагностики.

Аннотация. В статье рассмотрена эффективность использования фотоплетизмографического метода для контроля периферического кровообращения, рассмотрена методология метода пульсодиагностики и приведены результаты экспериментальных исследований на основе разработанной оптико-електронного комплекса пульсодиагностики.

Abstract. In the article efficiency of the use of photoplethysmograph method is considered for control of peripheral circulation of blood, methodology of method of pulsediagnostics is considered and the results of experimental researches are resulted on the basis of developed optic-electronic complex of pulse diagnostic.

Ключові слова: фотоплетизмограма, біомедичні оптико-електронні технології, кровопостачання, пульсова хвиля

ВСТУП

Відношення до традиційної китайської медицини в останні роки радикально змінюється – зараз це не тільки своєрідний пам'ятник культури минулого, але і система медичних знань, що зберегла життєздатність у наш час. Вже у скорому майбутньому все найкраще цієї медичної традиції буде застосовуватися у сучасних клініках світу нарівні з уже випробуваними методами діагностики і засобами лікування інших медичних систем, і будуть приносити максимальну користь здоров'ю людини.

Діагностика за пульсом є одним з основних методів діагностики в класичній китайській медицині. Вона заснована на представленні про те, що в області променезап'ястного суглоба на променевій артерії (ділянка цунь-коу) знаходиться “початок і кінець” всіх меридіан, у якій прослуховуються пульси всіх внутрішніх органів. Точки пульсів розташовані на меридіані легень і носять у пульсодіагностиці назви: ЦУНЬ, ГУАНЬ, ЧИ.

Дослідження пульсу проводиться на обох руках пацієнта вказівним, середнім і безіменним пальцем діагноста в точках цунь, гуань, чи відповідно. У кожній точці пальпіруються кілька позицій, залежно від школи пульсодіагностики, виду діагностики, кваліфікації пульсодіагноста і необхідності.

Висококваліфіковані пульсодіагности найбільш витончених шкіл переглядали всю глибину, ширину і довжину позицій, “скануючи” пальцями по всьому об'єму досліджуваних місць судини. При цьому безупинно вловлювалися і аналізувалися всі тонкощі пульсової хвилі зі співвіднесенням її стану з усім полем знань як фізіології, так і психоенергетичного стану, спираючись при цьому на базову систему метафізики і філософії своєї школи. Однак володіння таким рівнем діагностики було надзвичайно важким не стільки навіть внаслідок труднощів ідентифікації рівнів і характеристик пульсової хвилі на кожному із цих рівнів, скільки через необхідність бездоганного і глибокого знання і проникнення в усі тонкощі Східної філософії, особливо метафізики, астрології, а також високі здібності до аналізу і інтегрування одержуваних даних у єдиний діагностичний висновок у момент дослідження пульсу. Тому було потрібно 3 умови для володіння таким рівнем діагностики:

- висока чутливість пальців у сполученні із багатим емпіричним досвідом під безпосереднім керівництвом учителя;
- глибоке знання всіх загальних і прикладних дисциплін;
- високі розумові здібності в сполученні зі здатністю втримувати одночасно у свідомості величезну кількість аналізованих об'єктів і розвинутою уявою.

В 1930 р. японський лікар Komon Morita, а потім в 1932 р. Алленді і Маурі у Франції намагалися об'єктивізувати метод пульсової діагностики і дати йому сучасне пояснення. У цей час цим дуже заглиблено займається в Японії Rokuro Fujita. У підсумку багаторічних досліджень йому вдалося анатомічно і електрофізіологічно довести дійсну наявність трьох точок в області поверхні радіальної артерії, що відповідають трьом позиціям радіального пульсу. Fujita здійснив запис коливань у цих областях, як електрокардіограми, так і мікростетоскопом і фонокардіографом – звуковою кривою і, нарешті, за допомогою п'єзодатчиків він роздільно записав осцилографічні криві. У цей час ці роботи тривають. Однак, упорядкованої системи оцінки стану пацієнта залежно від особливостей пульсу, що вивчається за древньокитайськими представленнями дотепер не було.

АНАЛІЗ ПРОБЛЕМИ ТА ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Процеси функціонування органів, тканин людини та кровонаповнення є взаємопов'язаними і визначаються станом судинного русла. З метою його діагностики застосовуються різні інструментальні методи дослідження, серед яких є фотоплетизмографія (ФПГ) – метод діагностики стану біоткан організму за показниками кровонаповнення, що ґрунтується на реєстрації у часі ритмічних змін оптичної густини тканин, обумовлених серцевими скороченнями.

З розвитком оптоелектронних технологій стало можливим створення сенсорів для визначення кровонаповнення судин з метою проведення пульсової діагностики. Це дає можливість вимірювати порушень мікроциркуляції серцево-судинної системи шляхом реєстрації, обробки та збереження фотоплетизмограм кровеносних судин за допомогою апаратних засобів.

За рахунок використання оптоелектронних датчиків реєстрації біомедичних сигналів, які працюють в інфрачервоному та червоному діапазонах забезпечується абсолютно безпечне та комфортне діагностування населення різних вікових груп і фізичного стану (включаючи дуже важких хворих, наприклад, після аварій, опіків і т.і.) безпечні умови праці обслуговуючого персоналу та підвищується якість медичного обслуговування.

Фотоплетизмографічний метод у порівнянні з іншими методами діагностики біологічного об'єкта (БО) за оптичними показниками, наприклад з фотоакустичним методом, дозволяє підвищити достовірність реєстрації гемодинамічних показників кровонаповнення, а також те, що введенням в прилади, які реалізують даний метод елементів світловолоконної техніки і джерел з різними довжинами хвиль зонduючого випромінювання можна достатньо точно вирішувати задачі фотодинамічних досліджень, дистанційних вимірювань тих або інших гемодинамічних показників БО.

Оптичний метод діагностики мікроциркуляції крові в судинах характеризується достатньо широким діапазоном можливостей реєстрації найрізноманітніших фізіологічних функцій тканин, органів і систем організму. Також відмінною рисою параметрів є їхня висока вибірність і точність. Оптичний метод також дозволяє використовувати поряд з лазерними та оптико-електронними датчиками гнучкі скловолоконні світловоди для дослідження мікроциркуляції.

МЕТОДОЛОГІЯ

Участь в реалізації трофіки тканин сегментарної вегетативної нервової системи – факт загальновідомий [Вейн, 1998], але механізм цієї реалізації на рівні тканин і клітин потребує подальшого вивчення, особливо в умовах патології [1,2].

Трофіка тканин і клітин кожного органу залежить від мікрогемодинамічного русла та системи його вегетативної іннервації, тому “трофічний комплекс” може мати таке значення: це мікроциркуляторна система тканин і вегетативні нервові структури, що безпосередньо регулюють функцію мікросудин.

Схематично трофічний комплекс, як анатомічна конструкція складається з артеріол, прекапілярних сфінктерів, капілярів, венул, артеріоло – венулярних шунтів та вегетативних нервових закінчень. Що супроводжують мікросудини і регулюють їх тонус.

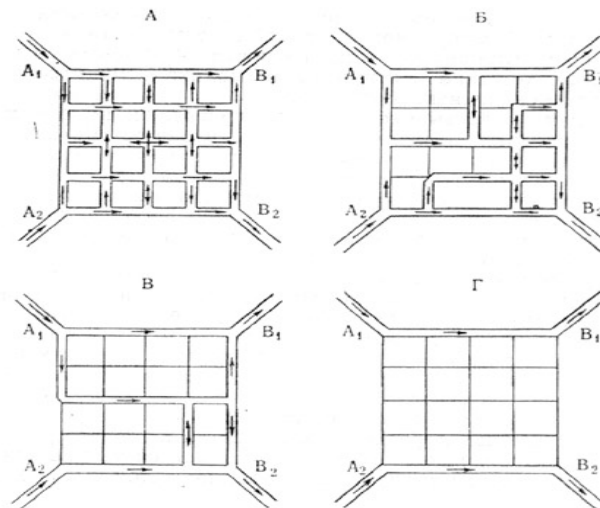


Рис. 1. Схема, що ілюструє різні фазові стани мікроциркуляторного кровотоку
А - повна циркуляція за участю всіх капілярів; Б, В - шляхи мікроциркуляторного кровотоку при частковому виключенні капілярів; Г - скорочена циркуляція за участю лише магістральних сполучень між артеріолами та венулами. А₁, А₂ - артеріоли; В₁, В₂ - венули.

Кількість функціонуючих капілярів залежить від енергетичних потреб тканин і регулюється в основному відповідним сегментом вегетативної нервової системи за допомогою медіаторних сполук. Тобто, на трофіку тканин безпосередньо впливає сегмент, від якого іннервується ця ділянка тканини. Обмін між клітинами тканин та кров'ю здійснюється лише на рівні капілярного русла. З останнього до тканин надходить кисень, поживні речовини та пластичний матеріал, а в зворотному напрямку відбувається транспорт продуктів обміну, вуглекислого газу.

При зменшених потребах органів в стані спокою частина прекапілярних сфінктерів спазмується і кількість функціонуючих капілярів зменшується. Під час навантаження і підвищеному накопиченні продуктів обміну відбувається протилежний процес (рис. 1). Враховуючи те, що вегетативна сегментарна іннервація органів здійснюється структурами спинного мозку (ядра в бічних кутах) та гангліями симпатичного біляхребтового стовбуру, досліджували вплив подразнення та компресії цих вегетативних структур на мікроциркуляторне русло. Тобто вивчали зміни в трофічному комплексі тканин при різних патологічних змінах в хребті у терапевтичних хворих, а також в експерименті на тваринах. Тому зміни в мікроциркуляторному руслі вивчали при подразненні та компресії цих вегетативних структур

СИСТЕМНЕ ОЦІНЮВАННЯ ГЕМОДИНАМІЧНИХ ПОКАЗНИКІВ ЗА ПАРАМЕТРАМИ ПУЛЬСОВОЇ ХВИЛІ

Об'ємний пульс. Пульсова хвиля (сфігмограма), або об'ємний пульс є важливою характеристикою периферійного кровообігу [1, 2, 3].

По мірі розповсюдження пульсової хвилі від центру до периферії згладжуються всі високочастотні елементи центрального пульсу в результаті демпфування і складання хвиль в артеріальній системі. При цьому зменшується кількість зубців на низхідній частині пульсової хвилі. Розрізняють, тому, центральний пульс (сонні і підключичні артерії) і периферійний пульс. Відомо, що об'ємний пульс є результатом скорочення шлуночків серця; крім того, форма пульсової хвилі забезпечує інформацією про стан стінки артеріальних судин, їх тонус і еластичність. Пульсова крива характеризує деформацію судинної стінки в тому, що вивчається ділянка під впливом змінного тиску крові. Об'ємний пульс реєструють, коли необхідна інформація тільки про артеріальні реакції, оскільки його амплітуда являється прямим виразом артеріального тонусу.

Швидкість кровотоку. Конструктивні особливості ФП дозволяють також проводити на ньому дослідження швидкості кровотоку. Сучасні методи вимірювання швидкості кровотоку засновані на внутрішньовенному введенні різних лікарських речовин. Проте більшість з них дозволяє лише приблизно вимірювати кровоток у великих артеріях і венах або в малому колі кровообігу і може викликати неприємні ускладнення, тоді як ФПГ метод повністю безпечний, безболісний і не менш точний.

Судинний тонус. Під тонусом (напругою) судин розуміють звичний функціональний їх стан, в який входить пружність, в'язкість, еластичність і напруга м'язових стінок. Тонус є найважливішим

чинником руху крові по судинах. Для реєстрації судинного тонузу визначають ступінь розтягнення і скорочення судин. Методика визначення схожа на описану вище методику визначення тиску. У певні моменти вимірюють тиск в оклюзійній манжеті і зміну об'єму органу.

Оптико-електронна система діагностики периферійного кровонаповнення повинна визначати амплітудні, часові та амплітудно-часові характеристики пульсової хвилі рис. 2.

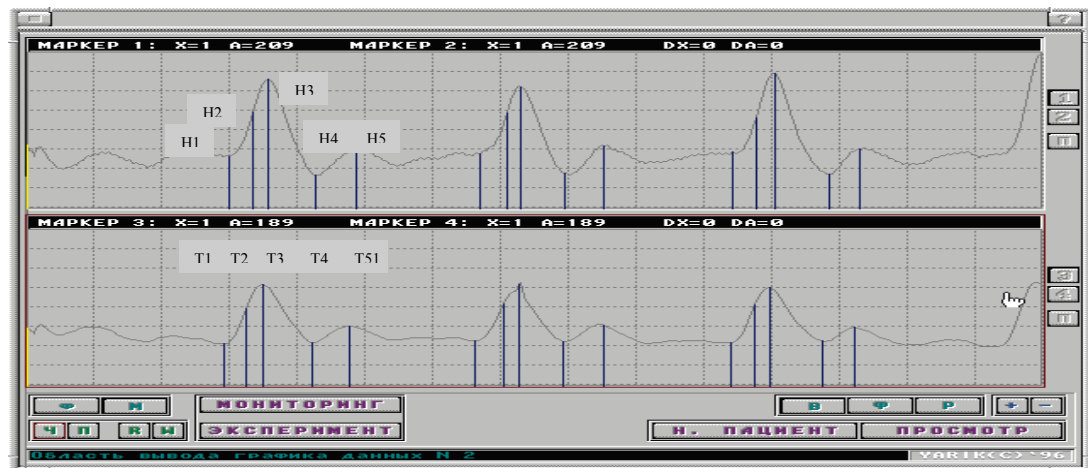


Рис. 2. Гемодинамічні показники периферійного кровонаповнення

Амплітудні характеристики пульсової хвилі (по Баєвському).

1. Максимальна амплітуда пульсової хвилі H є показником величини пульсового кровонаповнення досліджуваної області й пропорційна співвідношенню обсягів припливу артеріальної крові й відтоку венозної крові в момент максимального розтягання судинного ложа. На величину H_3 значно впливають ударний обсяг крові й тонус судинної стінки й слабо - частота серцевих скорочень й артеріальний тиск.
2. Відношення амплітуди на рівні інцизури до амплітуди систолічної хвилі H_4/H_3 - «дикротичний індекс». Показує периферійний судинний опір, тобто ступінь розширення або звуження дрібних судин артерійол.
3. Відношення амплітуди на рівні вершини дикротичного зубця до амплітуди систолічної хвилі H_5/H_3 - «діастолічний індекс», визначає стан тонузу венозних судин.
4. Відношення амплітуд H_2/H_3 характеризує периферійний опір.
5. Амплітуда венозної хвилі H_5 є характеристикою венозного відтоку.

Часові характеристики пульсової хвилі.

1. При проведенні реєстрації пульсових хвиль ОЕКП диференціюється форма пульсової хвилі, що дозволяє отримувати додаткову інформацію про стан судин, допомагає уточнити значимість окремих параметрів, пов'язаних з діяльністю серця, допомагає більш точно визначити точки екстремумів на пульсовій кривій. Диференціальна форма пульсової хвилі дозволяє судити про зміни швидкості кровонаповнення у досліджуваній частині тіла.
2. Тривалість пульсового коливання T_1 відповідає тривалості серцевого циклу.
3. Інтервал T_2 показує період швидкого кровонаповнення й залежить від ударного обсягу серця й тонузу судин.
4. Інтервал T_3 показує період повільного кровонаповнення й характеризує особливості мікроциркуляції.
5. Інтервал T_2+T_3 , що відповідає тривалості анакротичної фази, відрізняється стабільністю й досить повно відбиває ступінь розтягання судинних стінок.
6. Інтервал T_4 відповідає тривалості катакротичної фази і характеризує скорочувальну здатність судин й їхня еластичність.
7. Інтервал від вершини пульсової кривої до вершини дикротичного зубця T_5 характеризує пружність стінок судин й умови венозного відтоку.
8. Відношення тривалості фази наповнення до загального часу циклу (сфігмографічна швидкість) $T_2+T_3/T_2+T_3+T_4$. Дає можливість судити про властивості стінок судин до розтягання.

9. Зрушення відповідних крапок максимальних амплітуд H_3 відповідає швидкості поширення пульсової хвилі.

Амплітудно-часові характеристики пульсової хвилі.

1. Максимальна швидкість швидкого кровонаповнення H_2/T_2 . Характеризує швидкість кровонаповнення великих артерій.
2. Швидкість повільного кровонаповнення $(H_3-H_2)/T_3$.
3. Артеріальний притік $H_3/(T_2+T_3+T_4)$.
4. Показник швидкості кровонаповнення $H_3/(T_2+T_3)$.
5. Індекс периферійного опору $H_3/(T_4-T_5)$.

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ

За допомогою розробленого оптико-електронного комплексу для пульсодіагностики (рис. 3) проведено клінічне, мануальне, рентгенологічне дослідження 250 хворих з різними вертеброгенними терапевтичними захворюваннями. Мікроциркуляторне русло в умовах патології та після лікування вивчали за допомогою біомікроскопії, а також оптико-електронним приладом. В експерименті на щурах зміни мікросудин досліджували за допомогою біомікроскопії.

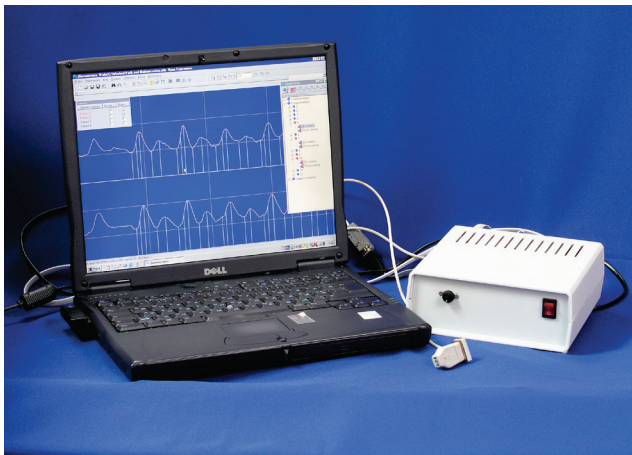


Рис. 3. Оптико-електронний комплекс для пульсодіагностики

Вивчення мікроциркуляторного русла в умовах патології за допомогою оптико-електронного приладу полягає в тому, що реєструється інтенсивність відбитих світлових потоків від мікроциркуляторного русла оптоелектронним сенсором в червоному та інфрачервоному спектрах, при цьому визначаються гемодинамічні параметри і ступінь насичення крові киснем до проведеного і після проведеного лікування.

Реєстрована пульсова хвиля перетворюється в електричний сигнал, який підсилюють й визначають кровонаповнення, як відношення максимального значення амплітуди сигналу до моменту анакоти, що визначається по ізолінії від початку анакоти до проекції її вершини, причому кровонаповнення визначається фотометричною реєстрацією ІЧ світлового потоку, який відбивається від

мікроциркуляторного русла.

Для подальшого визначення гемодинамічних параметрів і ступеню насичення крові киснем, порівнюють показники кровонаповнення в симетричних ділянках тіла і по ступеню асиметрії даних показників визначають ступінь патології мікроциркуляції. Таким чином виявляють ступінь порушення трофічного комплексу до і після сеансу лікування.

У хворих з симптомами подразнення вегетативних структур і підчас відповідного експерименту на тваринах в мікроциркуляторному руслі виникали практично однакові зміни: спазм артеріол, зменшення кількості функціонуючих капілярів, розширення венул, відкриття артеріоло-венулярних шунтів. Оптико-електронний потік від мікроциркуляторного русла був значно зменшений (рис. 4, 5).

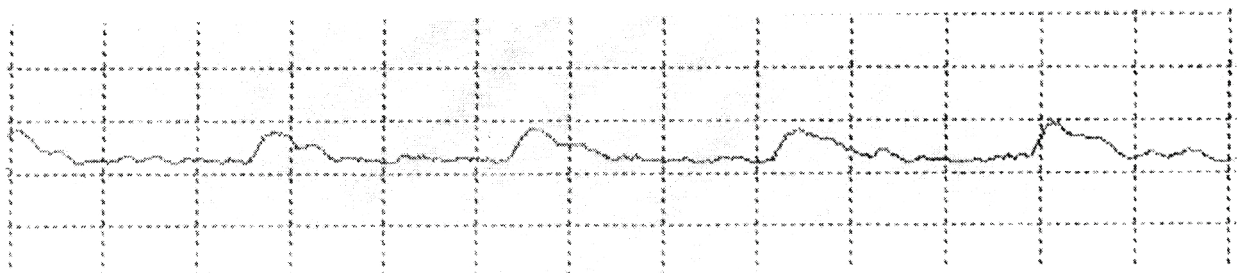


Рис. 4. Графічне зображення оптико-електронного потоку від мікроциркуляторного русла хребтового сегменту при подразненні вегетативних структур

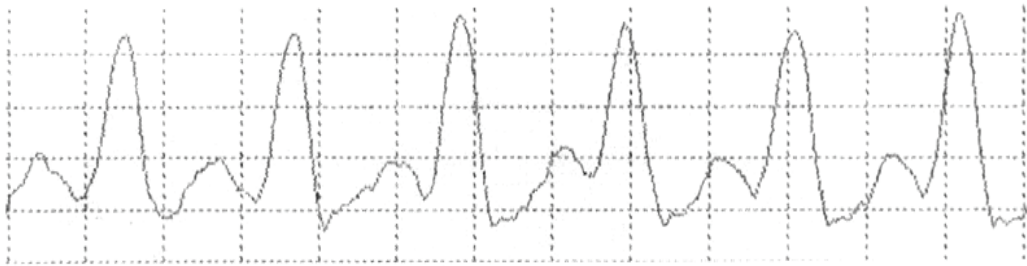


Рис. 5. Графічне зображення оптико-електронного потоку від мікроциркуляторного русла того ж хребтового сегменту після звільнення вегетативних структур від подразнюючого елемента

Компресія сегментарних вегетативних структур у хворих також можлива, але частіше спостерігається стискання вегетативних волокон. Дослідження показують, що подібні патологічні зміни призводять до парезу прекапілярних сфінктерів та капілярів. В міжклітинний простір просочується значна кількість плазми, виникає набряк тканин. За рахунок останнього стискаються капіляри, що до цього нормально функціонували. У розширених мікросудинах виникає складж формених елементів, а нерідко - мікротромби (рис. 6).

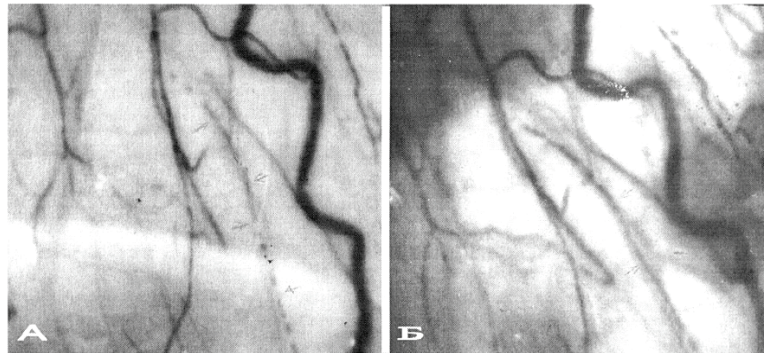


Рис. 6. Мікроциркуляторне русло підчас компресії вегетативних структур сегменту (А) та після усунення компресуючого елемента (Б)

Оптико-електронний потік від мікроциркуляторного русла ушкодженого сегменту також зменшується, як і у випадку подразнення вегетативних структур. Подібні зміни капілярного русла відмічають також інші автори [Костинський].

Вивчення змін вегетативного трофічного комплексу має велике значення для розуміння вертеброгенної терапевтичної патології. У хворих при подразненні чи компресії вегетативних структур завжди зменшується кількість функціонуючих капілярів, що призводить до порушень обмінних процесів між кров'ю та клітинами тканин. Виникають дистрофічні зміни. В зонах з малою кількістю капілярів ("поля облисіння"), створюються умови для більш інтенсивного розвитку сполучної тканини, що може призводити до розвитку склерозу. В таких ділянках також знижується місцевий імунітет, тому що фагоцити та імуноглобуліни проходять через шунти, тобто транзитом через тканину, це може призводити до розвитку запального бактеріального процесу.

ОБРОБЛЕННЯ БІОМЕДИЧНИХ ДАНИХ

Досить вагомою задачею при обробленні біомедичних даних є визначення характерних точок отриманої кривої (далі процедура називається "Розстановка маркерів"). Оброблення ФПГ даних потребувала розробки нового алгоритму, який би мав велику завадостійкість.

Для реалізації задачі був запропонований метод зображення ФПГ, який би описував характерні точки. У ході дії алгоритму на першому етапі шукаються перепади між знаками першої похідної. Потім знаходиться різниця між значеннями двох сусідніх перепадів. В результаті ми отримуємо чіткі піки. Результати дії алгоритму такого зображення подані на рис. 7.

Представлення ФПГ в запропонованому вигляді дозволяє спростити алгоритм автоматичного знаходження характерних точок. Після такого зображення характеристичні точки знаходяться таким чином: початок анакроти – точка 1; рівень швидкого кровонаповнення (точка 2) – максимум 1-ї похідної посеред точок 1 та 3; рівень максимального кровонаповнення – точка 3; рівень інцизюри – точка 4;

венозний відтік – точка 5; закінчення фаза пульсової хвилі – точка 6.

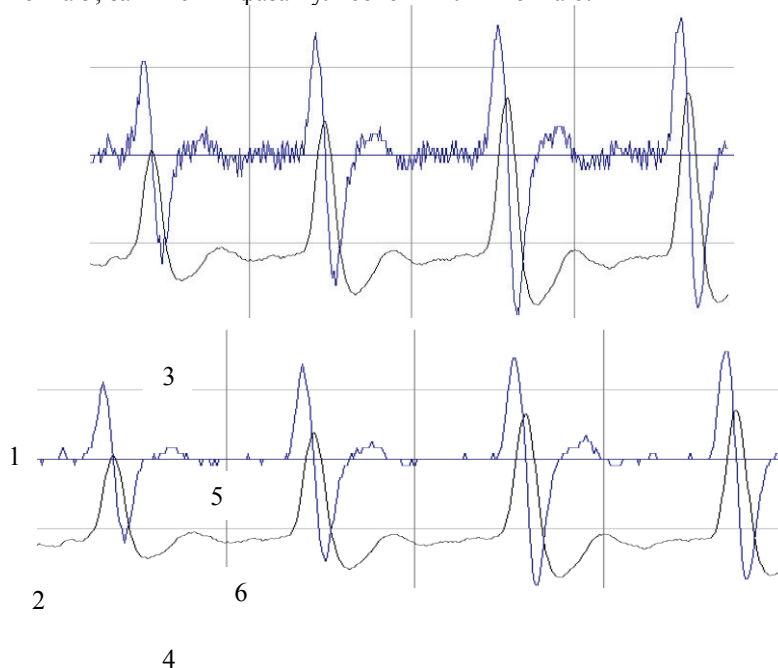


Рис. 7. Результат дії алгоритму зображення ФПГ з виділенням характерних точок:
а) – первинна ФПГ; б) – виділенні характерні точки 1-6 – характерні точки ФПГ

Основні гемодинамічні показники пульсової хвилі.

- **Індекс вихідної хвилі (ІВХ)** - Відображає фазу наповнення в період систоли серцевого циклу, відповідає відношенню тривалості висхідного сегменту анакротичної хвилі до загальної тривалості пульсової хвилі. $ІВХ = (T2 - T1) / (T5 - T1) \cdot 100$. Нормативне значення відповідає 15 – 25 % [8]
- **Тривалість кровонаповнення (ТКН).** $ТКН = T2 - T1$. Нормативне значення знаходиться в межах 0.05 - 0.15 сек.
- **Тривалість фази систоли серцевого циклу (ТФС).** $ТФС = T5 - T1$. Нормативний рівень лежить в межах 0.24 - 0.45 сек.
- **Тривалість фази систолічного притоку та діастолічного відтоку (ТСД).** $ТСД = T5 - T3$. Нормативне значення лежить в діапазоні 0,1 – 0,18 сек.
- **Тривалість пульсової хвилі (ТПХ).** $ТПХ = T6 - T1$

Нормативні значення за віковими групами представлено в табл. 1.

Таблиця 1

Нормативні значення тривалості фотоплетизмографічного сигналу за віковими групами

Вік, років	Тривалість пульсової хвилі, сек	Вік, років	Тривалість пульсової хвилі, сек
0 - 1	0,42 - 0,51	20 - 30	1,04 - 0,90
1 - 3	0,49 - 0,58	30 - 40	0,94 - 0,86
3 - 5	0,56 - 0,61	40 - 50	0,90 - 0,81
5 - 8	0,59 - 0,68	50 - 60	0,85 - 0,73
8 - 10	0,66 - 0,72	60 - 70	0,75 - 0,69
10 - 20	0,68 - 1,02	80 - 90	0,74 - 0,68

ВИСНОВКИ

Таким чином, очевидно, що найбільш перспективним напрямком реєстрації фізіологічних параметрів є використання неінвазивних методів діагностики, серед яких широкого розвитку набули оптичні методи реєстрації та перетворення біомедичної інформації на основі фотоплетизмограм.

Аналіз пульсу може використовуватися для: діагнозу і раннього виявлення артеріосклерозу,

хронічних і/чи гострих артеріальних судинних хвороб, і функціонального порушення циркуляції; моніторингу ризикових хворих, як наприклад діабетиків, курців, і хворих старших 50-ти років; післяопераційних оглядів після судинних хірургічних операцій; визначення фармацевтичного впливу на судинну систему.

Оптико-електронні технології пульсодіагностики досить перспективні і дозволяють робити обстеження хворих більш глибоким і об'єктивним, що не залежить від індивідуальних особливостей лікаря. Дані такого аналізу важливі не тільки для початкової діагностики, але і для контролю в процесі лікування. Завдяки оптико-електронній пульсодіагностиці можна підібрати індивідуальний, а значить і найбільш ефективний комплекс лікування при всіляких захворюваннях.

Даний оптико-електронний комплекс пульсодіагностики можна застосовувати:

1. Для кабінетів функціональної діагностики на базі сучасної обчислювальної та оптоелектронної техніки для оперативної діагностики ССС і створенням бази даних на кожного пацієнта.
2. Для кабінетів фізичних процедур та мануальної терапії для оперативного контролю за станом судинної системи до початку процедури, під час неї та після завершення з видачею висновків про її ефективність лікування.
3. Під час диспансеризації населення (особливо дітей та школярів) на базі портативної обчислювальної техніки (Notebook) та сучасних інтегральних оптоелектронних приладів.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Петрук В. Г., Колісник П. Ф. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи. Монографія – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2007. – 254 с.
2. Кузьмич В.В. Основные принципы и особенности транскутанной "отражательной" оксиметрии // Мед. Техника. – 1993. - №3. – С. 36-42.
3. Павлов С.В., Кожем'яко В.П., Петрук В.Г., Колісник П.Ф., Марков С.М. Біомедичні оптико-електронні системи і апарати. Ч.1. Неінвазивні методи діагностики серцево-судинної системи. – ВДТУ, Вінниця. – 2003. – 142 с.
4. С.В. Павлов, П.Ф. Колісник, М.В.Матюхнюк, І.Я. Островський Оптико електронний метод для дослідження трофічного комплексу тканини. // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. - 2001. - №1. - С.55-60.
5. Патент РФ № 2178915. Способ глаз-процессорной обработки изображений и оптико-электрическое устройство для его реализации // Кожем'яко В.П., Павлов С.В. и др. – 2002. – 24 С.
6. Е.И. Дерябін, Е.Е. Двінянінова, Н.В. Ваганова, В.Ю. Осипов, А.П. Терещенко, А.Г. Дерябіна Застосування фотоплетизмографії для дослідження локального кровотоку щелепно-лицьової області // Лазерна медицина. – 1999. - 3(2).
7. Минцер О.П., Молотков В.Н. и др. Биологическая и медицинская кибернетика. Справочник. – К.:Наукова думка, 1986. – 374 с.
8. Фурно Г. и др. Микрокомпьютерные медицинские системы: Проектирование и применения: Пер. с англ.– М: Мир, 1983.
9. Основи метрології та вимірювальної техніки. Основи метрології: Підручник: 1 т. / Дорожець М., Мотало В., Стадник Б., Василюк В., Борек Р., Ковальчик А.; За ред. Б. Стадника.- Львів: Видавництво Національного університету „Львівська політехніка”, 2005. – 532 с.

Надійшла до редакції 06.10.2008р.

ПАВЛОВ С.В. – д.т.н.,проф., зав.кафедри загальної фізики та фотоніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.

КОЛІСНИК П.Ф. – д.м.н.,проф., кафедри госпітальної терапії, Вінницький національний медичний університет, Вінниця, Україна.

КУЛЕНКО С.С. – пошукач кафедри загальної фізики та фотоніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.

ДЕНІСЮК В.О. – доц. кафедри інформаційних технологій, Вінницький державний аграрний університет, Вінниця, Україна.

НАВРОЦЬКА О.В. – магістрантка кафедри лазерної та оптоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.